

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-019056

(43)Date of publication of application : 26.01.1999

(51)Int.Cl.

A61B 5/0245

(21)Application number : 09-207027

(71)Applicant : NEMOTO ARATA

(22)Date of filing : 27.06.1997

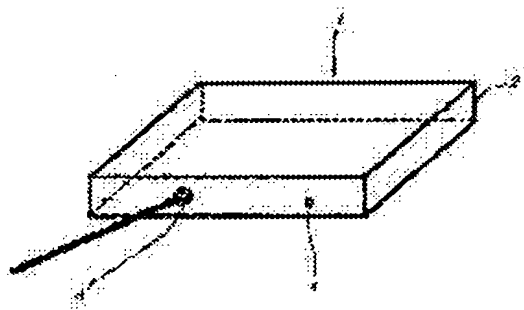
(72)Inventor : NEMOTO ARATA
WATANABE YOSHIJIROU

(54) METHOD AND DEVICE FOR MEASUREMENT OF HEART RATE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a heart rate measuring device which can detect a heart rate without attaching a detecting part such as a sensor directly on a human body, and also, can be manufactured at a low cost, and improves a measuring precision of the heart rate by reducing noises being superposed on a pressure sensor for signal detection, and heart beat signals.

SOLUTION: A pressure sensor 1 is laid under the body of a person to be inspected under a lying down posture or a sitting posture, and the oscillation of a heart beat which is transmitted to the pressure sensor is detected by a condenser microphone 3 for low frequency of a high capability, which is attached to the pressure sensor. Then, an ideal heart beat signal wave form having characteristics of a heart beat signal is formed, and by performing an operation for the correlation degree between the ideal heart beat signal wave form and the measured signal wave form which is detected by the pressure sensor 1, a heart rate is detected, and the heart rate of the person to be inspected during a sleeping or sitting is continuously measured.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application]

[converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

* NOTICES *

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] The heart rate measuring method which measures a heart rate by calculating whenever [between the signal wave forms and ideal heartbeat signal wave forms which covered with the pressure-sensor unit which built the pressure detection means into the frame of the hollow formed in the bottom of the body of a lying-down posture or a taking-a-seat posture by the flexible body, and this pressure-sensor unit detected / correlation].

[Claim 2] The heart rate measuring method characterized by using the capacitor microphone for low frequency as said pressure detection means.

[Claim 3] The heart rate measuring method according to claim 1 or 2 characterized by having a means to use an adaptation-ized smooth method for the signal wave form which said pressure-sensor unit detected, and to mitigate a noise component.

[Claim 4] The heart rate measuring device characterized by having a capacitor microphone for low frequency as a pressure detection means of said pressure-sensor unit in the heart rate measuring device which consists of a heart rate analysis means to measure a heart rate from the signal wave form which the pressure-sensor unit formed with the frame in the air which consists of a flexible body, and this pressure-sensor unit detected.

[Claim 5] Said heart rate analysis means is the heart rate measuring device of claim 4 characterized by measuring a heart rate by generating the ideal heartbeat signal wave form where it has the description of a heartbeat signal, and calculating whenever [correlation / of this ideal heartbeat signal wave form and said measurement-signal wave].

[Claim 6] Said heart rate analysis means is the number measuring device of ***** of claim 5 characterized by reducing the noise superimposed on a heartbeat signal wave form using an adaptation-ized smooth method.

[Translation done.]

* NOTICES *

JPO and NCIPI are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention] It is related with the sensor for heart rate measurement and heart rate measuring device which can measure a heartbeat, without giving displeasure to the body, without attaching a direct sensor in the body.

[0002]

[Description of the Prior Art] In the inspection or the diagnosis in medicine, the approach of attaching and measuring a direct sensor is usually performed to the patient. However, by the approach of attaching a direct sensor, there is a trouble of changing a measurement result in order to give a patient a mental feeling of oppression, or becoming pain for a test subject. Moreover, in order for the physiology information of the test subject under sleep to come to hand, attaching a sensor in a test subject's body has the fault of becoming the hindrance of sleep.

[0003] On the other hand, if information can come to hand without attaching a direct sensor in a test subject, it will become possible to detect the fatigue of the bodies under a labor activity or operation etc., and high utility value will be produced also from the field of the health care, or the field of safety. That is, the application to broad range, such as measurement of physiology information required for fatigue, such as people, an automobile operator, etc. under labor, presumption of a state of mind, etc., is expected.

[0004] Although the demand of wanting especially to measure the heart rate of the body of ** for a car etc. continuously during operation, and to use this as information for the health care was high, in the conventional heart rate measuring device, it is most which attaches a certain sensor in the body, and there was a problem in respect of practicality.

[0005] As what improves the above-mentioned point, although the sensor section is attached in the body, the patient monitoring equipment which lessens the load concerning the body and makes a limit of a physical activity the minimum is proposed by JP,9-72310,A. The detection means in this application equips the bodies, such as a wrist, an ankle, a finger, and an arm, with the sensor section made into the small light weight using a band, makes wiring unnecessary by transmitting a signal on radio, and mitigates the load concerning the body. Moreover, light is irradiated at the body and the approach of measuring a heart rate by detecting that reflected light or transmitted light is proposed in JP,7-88092,A, and according to this approach, it can carry out to the body by no contacting completely.

[0006]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] however, by the approach proposed by JP,9-75310,A The displeasure by having attached the detection means in the body, even if small, and having equipped with the extraneous article is not canceled. Although the pain or displeasure there is fault of becoming the hindrance of sleep in sleeping, especially, and whose approach proposed by JP,7-88092,A on the other hand does not need to equip the body with a detection means, and gives it at the body to it is canceled, there is a trouble that cost starts.

[0007] This invention offers the heart rate measuring method and heart rate measuring device which remove the noise superimposed on the pressure-sensor unit and heartbeat signal for heartbeat signal detection which can be manufactured cheaply possible [that a heart rate detects], and raise the accuracy of measurement of a heart rate, without attaching detecting elements, such as a sensor, in the direct body in view of the above trouble.

[0008]

[Means for Solving the Problem] The heart rate measuring device of this invention covers the bottom of the body of the test subject of a lying-down posture or a taking-a-seat posture with a pressure-sensor unit, and the capacitor microphone for low frequency of the high performance which attached in the pressure-sensor unit vibration of the heartbeat which gets across to this detects it, it makes it a heartbeat signal, and the heart rate of the test subject

under sleeping or taking a seat is continuously measured by analyzing and presuming this signal continuously.

[0009] That is, in order to detect the heartbeat signal of the body, the pressure-sensor unit which consists of a frame which consists of a flexible body, and a capacitor microphone for low frequency which is a pressure detection means is used.

[0010] In order to detect a heart rate from a heartbeat signal, the ideal heartbeat signal wave form where it has the description of a heartbeat signal is generated, and the approach of detecting a heart rate is used by calculating whenever [correlation / of this and a measurement-signal wave].

[0011] In addition, improvement in the accuracy of measurement is realized by acquiring the heartbeat signal wave form where the noise superimposed on a heartbeat signal using the noise rejection means by the adaptation-ized smooth method was removed from the signal wave form acquired from the pressure-sensor unit, and calculating the degree of between layers between this signal wave form and an ideal heartbeat wave.

[0012]

[Embodiment of the Invention] Operation concerning this invention is explained referring to drawing 6 from drawing 1 . In addition, explaining here does not show one example of this invention, and it does not restrict it to this.

[0013] The pressure-sensor unit 1 which detects vibration by the heartbeat of this invention is shown in drawing 1 . It has flexibility, the interior consists of a hollow frame 2 and a capacitor microphone 3 which turned the pressure sensor to the frame 2 interior, and was fixed, and the pressure-sensor unit 1 has formed Ayr ***** 4 for air to circulate on a frame 2 further.

[0014] A frame 2 uses the ingredient which has the flexibility which secrecy is maintained and bends according to vibration of a test subject's heartbeat. It is small and lightweight for a pressure detection means to detect the pressure variation of the frame 2 interior by vibration of a heartbeat, and installation has adopted the easy and cheap capacitor microphone 3 for low frequency as it.

[0015] It uses as a pressure sensor unit by this operation. The capacitor microphone for **** low frequency The casing 20 formed in ***** , such as a cylinder with which it has opening 21 at the end, and the other end was sealed as shown in drawing 2 , and an rectangular pipe, The screen 22 which is the pressure receiving side arranged in the direction of the direction, i.e., the back, which keeps away from opening 21 in casing 20 in order, A screen 22 is countered and it is prepared. The counterelectrode 23 parallel to a screen 22, Have an FET transistor etc. and it has the amplifying circuit 24 where one lead terminal is ****(ed) by the counterelectrode 23. It has the back chamber 27 formed in the back end 21 of casing 20, i.e., opening, and casing 20 edge at which the opposite side is blockaded with the partition wall 25 which has a through-hole 26. Moreover, out of casing 20, opening 21 is countered and the curtain 28 is formed.

[0016] If actuation of the capacitor microphone for low frequency is explained, when vibration generates the capacitor microphone for low frequency in the open air, the vibration is transmitted in casing 20 from opening 21, a screen (pressure receiving side) 22 will bend and deform, the distance between a screen 22 and a counterelectrode 23 will be changed minutely, and the electrostatic capacity will change. A motion of air is detected by detecting and amplifying change of this electrostatic capacity in an amplifying circuit 24, and outputting a detecting signal. Since the back chamber 27 is formed, by setting up the magnitude of the back chamber 27 suitably, the vibration in the inputted low frequency field is reflected by the back chamber 27, it can be made to be able to resonate, the amplitude can be enlarged, and detection can be made easily and clear. In addition, the curtain 28 is formed in order to carry out the his statement system of the effect by an external wind etc.

[0017] The common microphone for sound is suitable for the low frequency capacitor microphone used by this operation for exchanging for not being considered to a low frequency field, raising the property of a low frequency field sharply by preparing a chamber behind a pressure receiving side, and detecting a heartbeat signal. Moreover, it is suitable to detect minute ***** which is excellent in measuring ** in the minute difference, has the resolution of 0.2Pa, and has one several times the engine performance of this as compared with the fine atmospheric-pressure sensor using the ceramic usually used, and the heartbeat let pass to the body surface, and was applied to the plinth sensor 1.

[0018] As shown in drawing 3 , the heartbeat signal detected in the capacitor microphone phon 3 is sent to the heart rate analysis unit 8 via the band pass filter circuit 5, amplifier 6, and A/D converter 7.

[0019] The interior of signal analysis equipment 8 is constituted like drawing 4 . The adaptation-ized smoothing circuit 9 is a circuit for also removing a noise with the period which resembled the heart rate closely using the adaptation-ized graduating method here. The division sampling circuit 10 is a circuit which takes out the signal wave form of predetermined die length including the time of analyzing a heart rate. The ideal heartbeat wave

generation circuit 11 is a circuit which generates the reference signal which takes correlation as compared with the aforementioned heartbeat signal wave form which carried out the division sampling, and the correlation arithmetic circuit 12 is a circuit which calculates whenever [correlation / of a heartbeat signal wave form and an ideal heartbeat wave].

[0020] Next, actuation of the heart rate measuring method of this operation and a heart rate measuring device is explained. Under bedding, if the pressure-sensor unit 1 is a test subject under sleeping, if it is in a taking-a-seat condition again, the bottom of a floor cushion will be covered with it, and it will measure a test subject's heart rate. So to speak, the pressure-sensor unit 1 is similar to the Ayr mat, even if it covers bedding or the taking-a-seat section, any sense of incongruity is not given, and it becomes possible to measure without making it conscious of being measured by the test subject therefore.

[0021] or [that people go to sleep on the pressure-sensor unit 1] -- or if it sits down, since it has the structure of pressure fluctuation generating a body surface in the pressure sensor unit 1 interior from the transmitted heartbeat signal, and catching this pressure fluctuation by the capacitor microphone 3 for low frequency, the pressure detection means which the difference in the data based on the location with picking of a pressure detection means cannot start easily is formed.

[0022] The pressure by vibration of the physical activity of not only the pressure by the heartbeat transmitted from a body surface but others and other various vibration joins the pressure-sensor unit 1, and these lap with the signal of a heartbeat as a noise, and are detected. Since the heartbeat should become a periodic signal, it is necessary to detect a periodic thing among the signals of a pressure-sensor unit, and the below-mentioned heart rate analysis unit 8 is used as a means for it.

[0023] the saturation of the capacitor microphone 3 which has formed Ayr ***** 4 which is the pass gate of air in the frame 2 of the pressure-sensor unit 1 of this invention, and starts this Ayr ***** 4 when people sit down -- protecting -- in addition -- and in order to make it the structure of detecting a heartbeat signal, it is what prepared the pass gate of air, and that of this Ayr ***** 4 has realized mechanically the high-pass filter property that a pressure-sensor unit has a cut off frequency in super-low-pass one, by *****.

* NOTICES *

JPO and NCIPI are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DESCRIPTION OF DRAWINGS

[Brief Description of the Drawings]

[Drawing 1] It is the external view of the pressure-sensor unit concerning the gestalt of this operation.

[Drawing 2] It is the explanatory view showing the structure of the capacitor microphone for low frequency used for the pressure-sensor unit concerning the gestalt of this operation.

[Drawing 3] It is the explanatory view showing the path of signal processing of this operation.

[Drawing 4] It is the explanatory view showing the structure of the heart rate analysis unit used for signal processing of this operation.

[Drawing 5] It is the measurement data in which the application effectiveness of the adaptation-ized smoothing circuit concerning this operation is shown, and (a) is a measurement-signal data point and (b) is an adaptation-ized smoothing signal wave form.

[Drawing 6] (a) is a measurement-signal data point, it is the measurement data in which the effectiveness of the noise rejection method of the conventional example is shown, and (c) is [(b) is a filtering signal wave form and] a moving-average processing signal wave form.

[Description of Notations]

1 Pressure-Sensor Unit

2 Frame

3 Capacitor Microphone for Low Frequency

4 Ayr *****

5 Band Pass Filter

6 Amplifier

7 A/D Converter

8 Heart Rate Analysis Unit

9 Adaptation-ized Smoothing Circuit

10 Division Sampling Circuit

11 Ideal Heartbeat Wave Generation Circuit

12 It is Arithmetic Circuit whenever [Correlation].

20 Casing

21 Opening

22 Screen

23 Counterelectrode

24 Amplifying Circuit

25 Partition Wall

26 Through-hole

27 Back Chamber

28 Curtain

[Translation done.]

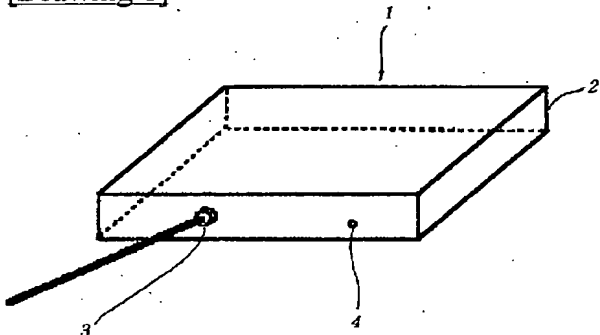
* NOTICES *

JPO and NCIPI are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

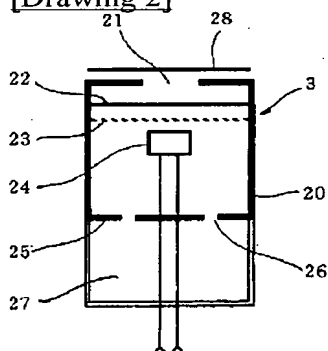
1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DRAWINGS

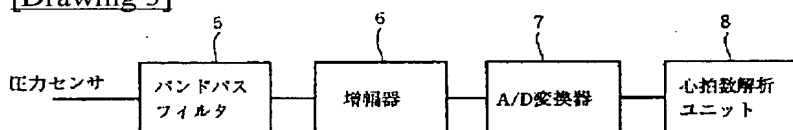
[Drawing 1]



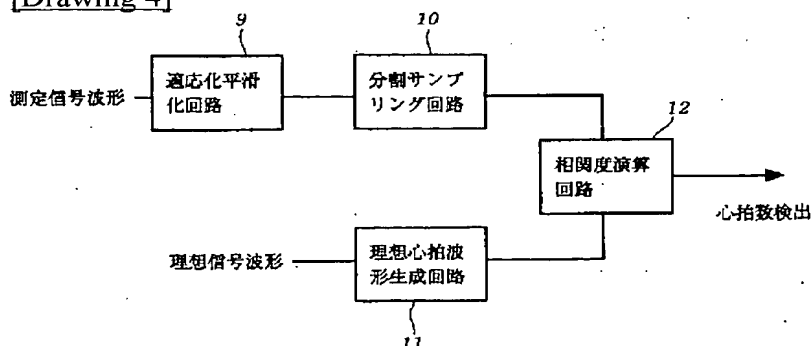
[Drawing 2]



[Drawing 3]

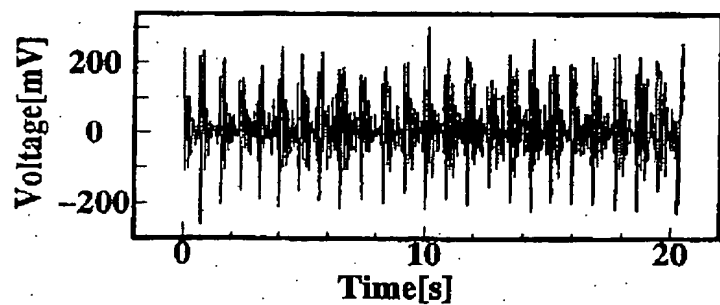


[Drawing 4]

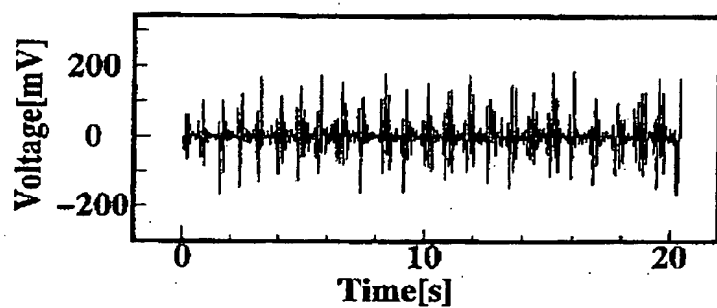


[Drawing 5]

(a) 測定信号波形

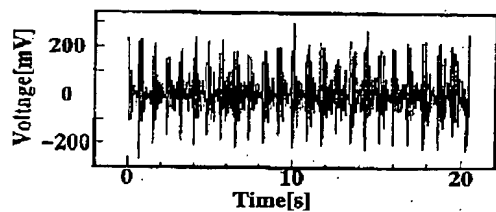


(b) 適応化平滑化信号波形

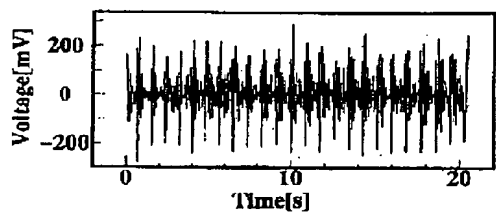


[Drawing 6]

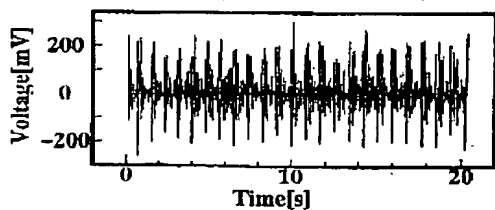
(a) 測定信号波形



(b) フィルタ処理信号波形



(c) 移動平均処理信号波形



[Translation done.]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-19056

(43) 公開日 平成11年(1999) 1月26日

(51) Int.Cl.⁶

A 6 1 B 5/0245

識別記号

F I

A 6 1 B 5/02

3 2 2

3 2 0 A

審査請求 未請求 請求項の数 6 書面 (全 6 頁)

(21) 出願番号 特願平9-207027

(22) 出願日 平成9年(1997) 6月27日

(71) 出願人 597109070

根本 新

千葉県柏市豊四季703番地の28

(72) 発明者 根本 新

千葉県柏市豊四季703番地の28

(72) 発明者 渡辺 嘉二郎

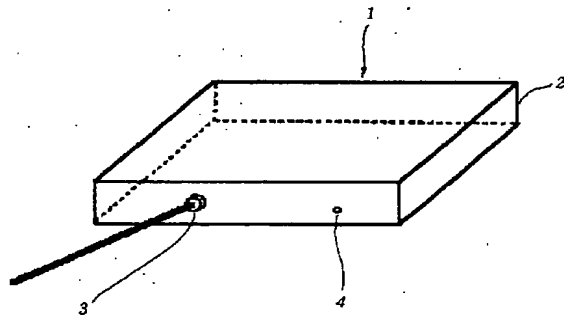
東京都小金井市前原町 4丁目15番15号

(54) 【発明の名称】 心拍数測定方法および心拍数測定装置

(57) 【要約】

【目的】 直接人体にセンサなどの検出部を取付けることなく心拍数の検出することが可能で、かつ安価に製作することができる心拍数測定装置であって、信号検出用の圧力センサおよび心拍信号に重畳するノイズを低減して心拍数の測定精度を向上させる心拍数測定装置を提供する。

【解決手段】 横臥姿勢もしくは着座姿勢の被験者の身体の下に圧力センサを敷き、これに伝わる心拍の振動を圧力センサに取付けた高性能の低周波用コンデンサマイクロフォンによって検出する。ついで心拍信号の特徴を有する理想心拍信号波形を生成し、該理想心拍信号波形と前記圧力センサによって検出した測定信号波形との間の相関度を演算することによって心拍数を検出し、就寝中もしくは着座中の被験者の心拍数を連続的に測定する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 横臥姿勢もしくは着座姿勢の人体の下に、可撓体で形成された中空のフレームに圧力検出手段を組み込んだ圧力センサユニットを敷き、該圧力センサユニットの検出した信号波形と理想心拍信号波形との間の相関度を演算することによって心拍数を測定する心拍数測定方法。

【請求項2】 前記圧力検出手段として低周波用コンデンサマイクロフォンを用いることを特徴とする心拍数測定方法。

【請求項3】 前記圧力センサユニットの検出した信号波形に適応化平滑法を用いてノイズ成分を軽減する手段を備えることを特徴とする請求項1または2に記載の心拍数測定方法。

【請求項4】 可撓体からなる中空のフレームで形成された圧力センサユニットと、該圧力センサユニットの検出した信号波形から心拍数を測定する心拍数解析手段とからなる心拍数測定装置において、低周波用のコンデンサマイクロフォンを前記圧力センサユニットの圧力検出手段として備えることを特徴とする心拍数測定装置。

【請求項5】 前記心拍数解析手段は、心拍信号の特徴を有する理想心拍信号波形を生成し、該理想心拍信号波形と前記測定信号波形との相関度を演算することによって心拍数を測定することを特徴とする請求項4の心拍数測定装置。

【請求項6】 前記心拍数解析手段は適応化平滑法を用いて心拍信号波形に重畳するノイズを低減することを特徴とする請求項5の心拍数測定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】人体に直接センサを取付けることなく、かつ人体に不快感を与えずに心拍の測定を行うことができる心拍数測定用センサおよび心拍数測定装置に関する。

【0002】

【従来の技術】医療における検査もしくは診断において患者に直接センサを取付けて測定する方法が通常行われている。しかし直接センサを取り付ける方法では、患者に心理的な圧迫感を与えるため測定結果が変動したり、被験者にとって苦痛となるという問題点がある。また睡眠中の被験者の生理情報を入手するために、被験者の身体にセンサを取付けることは、睡眠の妨げとなるという不具合がある。

【0003】一方、直接センサを被験者に取付けずに情報を入手できるならば、労働作業中もしくは運転中などの身体の疲労度なども検出することが可能となり、健康管理の面や安全性の面からも高い利用価値を生み出すものとなる。即ち、労働中の人や自動車運転者などの疲労度や心理状態の推定などに必要な生理情報の計測など幅広い範囲への応用が期待されるものである。

【0004】特に車両等を運転中のの人体の心拍数を連続的に測定し、これを健康管理のための情報として使いたいという要求が高いが、従来の心拍数測定装置では、何らかのセンサを人体に取付けるものが大半であり、実用性の面で問題があった。

【0005】上記の点を改良するものとして、センサ部を身体に取付けるが、身体にかかる負荷を少なくして身体的活動の制限を最小限にする患者モニタ装置が特開平9-72310で提案されている。この出願における検出手段は、小型軽量にしたセンサ部をバンドを用いて手首、足首、指、腕等の身体に装着し、無線で信号を伝達することで配線を不要にし、身体にかかる負荷を軽減するものである。また、光を身体に照射し、その反射光もしくは透過光を検出することによって心拍数を測定する方法が特開平7-88092において提案されており、この方法によれば完全に身体に無接触で行うことができる。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、特開平9-75310で提案されている方法では、小型であっても身体に検出手段を取付けており、余分なものを装着していることによる不快感が解消されることはなく、特に就寝中では睡眠の妨げとなるという不具合があり、一方、特開平7-88092で提案されている方法は、身体に検出手段を装着する必要はなく、身体に与える苦痛もしくは不快感は解消されるが、コストがかかるという問題点がある。

【0007】本発明は以上の問題点に鑑み、直接人体にセンサなどの検出部を取付けることなく心拍数の検出することが可能で、かつ安価に製作することができる心拍信号検出用の圧力センサユニットおよび心拍信号に重畳するノイズを除去して心拍数の測定精度を向上させる心拍数測定方法および心拍数測定装置を提供するものである。

【0008】

【課題を解決するための手段】本発明の心拍数測定装置は、横臥姿勢もしくは着座姿勢の被験者の身体の下に圧力センサユニットを敷き、これに伝わる心拍の振動を圧力センサユニットに取付けた高性能の低周波用コンデンサマイクロフォンによって検出して心拍信号とし、この信号を連続的に解析・推定することで就寝中もしくは着座中の被験者の心拍数を連続的に測定するようにするものである。

【0009】即ち、人体の心拍信号を検出するために、可撓体からなるフレームと圧力検出手段である低周波用コンデンサマイクロフォンとから構成される圧力センサユニットを用いている。

【0010】心拍信号から心拍数を検出するには、心拍信号の特徴を有する理想心拍信号波形を生成し、これと測定信号波形との相関度を演算することによって心拍数

を検出する方法を用いる。

【0011】なお、圧力センサユニットから得られた信号波形から適応化平滑法によるノイズ除去手段を用いて心拍信号に重畳するノイズを除去した心拍信号波形を得て、該信号波形と理想心拍波形との間の層間度を演算することで測定精度の向上が実現される。

【0012】

【発明の実施の形態】図1から図6を参照しながら、本発明にかかる実施について説明する。なお、ここで説明するのは本発明の一つの例を示すものであり、これに限

【0013】本発明の心拍による振動を検出する圧力センサユニット1を、図1に示す。圧力センサユニット1は、可撓性を有し内部が中空なフレーム2と、圧力感知部をフレーム2内部に向けて固定したコンデンサマイク3とから構成され、さらにフレーム2に空気が流通するためのエアート入穴4を設けてある。

【0014】フレーム2は機密が保たれ、かつ被験者の心拍の振動に応じてたわむ柔軟性を有する材料を使用する。心拍の振動によるフレーム2内部の圧力変化を検出する圧力検出手段には、小型、軽量で設置が容易かつ安価な低周波用コンデンサマイクロフォン3を採用している。

【0015】本実施で圧力センサユニットとして用いられる低周波用コンデンサマイクロフォンは、図2に示すように、一端に開口21を有し、他端が密閉された円筒、角筒等の略筒状に形成されたケーシング20と、ケーシング20内において開口21から遠ざかる方向即ち奥へ

の方向に順に配設された受圧面であるスクリーン22と、スクリーン22に対向して設けられ、スクリーン22に平行な対向電極23と、FETトランジスタ等を有し、一方のリード端子が対向電極23に接続されている増幅回路24とを備え、ケーシング20の後端即ち開口21と反対側の閉塞されているケーシング20端に、通孔26を有する区画壁25により形成された後方チャンバー27を備えている。また、ケーシング20外において、開口21に対向してカーテン28が設けられている。

【0016】低周波用コンデンサマイクロフォンの動作について説明すると、低周波用コンデンサマイクロフォンは、外気に振動が発生した場合、その振動が開口21からケーシング20内に伝達されてスクリーン（受圧面）22が撓み変形し、スクリーン22と対向電極23との間の距離が微小に変動し、その静電容量が変化する。この静電容量の変化を増幅回路24で検出し、増幅して検出信号を出力することによって、空気の動きを検出する。後方チャンバー27を設けているから、後方チャンバー27の大きさを適宜設定することにより、入力された低周波領域における振動を後方チャンバー27で反射させ、共振させて振幅を大きくして、検出を容易且

つ明確にすることができるものである。なお、カーテン28は、外部の風等による影響を抑制するために設けられている。

【0017】本実施で使用した低周波コンデンサマイクロフォンは、一般の音響用マイクロフォンが低周波領域に対して配慮されていないのに引き替え、受圧面の後方にチャンバーを設けることによって低周波領域の特性を大幅に向上させたものであり、心拍信号を検出するのに好適なものである。また、微小差を圧を計測するのに優れており、0.2Paの分解能を有し、通常使用されるセラミックを利用した微気圧センサと比較して数倍の性能を持つものであり、心拍が体表面に通じて台座センサ1に加えた微小な圧力を検出するのに好適なものである。

【0018】図3に示すように、コンデンサマイクロフォン3で検出された心拍信号は、バンドパスフィルタ回路5、増幅器6、A/D変換器7を経由して心拍数解析ユニット8に送られる。

【0019】信号解析装置8の内部は図4のように構成される。ここで適応化平滑化回路9は適応化平滑化法を用いて心拍数と似通った周期をもつノイズをも除去するための回路であり、分割サンプリング回路10は心拍数を解析する時点を含む所定の長さの信号波形を取り出す回路であり、理想心拍波形生成回路11は前記の分割サンプリングした心拍信号波形と比較し相関をとる基準信号を生成する回路であり、相関演算回路12は心拍信号波形と理想心拍波形との相関度を演算する回路である。

【0020】次に本実施の心拍数測定方法および心拍数測定装置の動作について説明する。圧力センサユニット1は、就寝中の被験者であれば、寝具の下に、また着座状態であれば、座布団の下に敷いて、被験者の心拍数の測定を行う。圧力センサユニット1はいわばエアーマットに類するものであり、寝具もしくは着座部に敷いても何らの違和感をあたえるものではなく、したがって被験者には測定されていることを意識させずに測定を実施することが可能となる。

【0021】圧力センサユニット1の上に人が寝るかもしくは座ると、体表面を伝わる心拍信号より圧力センサユニット1内部に圧力変動が発生し、この圧力変動を低周波用コンデンサマイクロフォン3でとらえる構造となっているので、圧力検出手段の取り付け場所によるデータの差異がおこりにくい圧力検出手段を形成している。

【0022】圧力センサユニット1には、体表面から伝わる心拍による圧力だけではなく、その他の身体活動の振動や、その他の様々な振動による圧力が加わり、これらがノイズとして心拍の信号に重なって検出される。心拍は周期的な信号になるはずであるので、圧力センサユニットの信号のうち周期的なものを検出することが必要となり、このための手段として後述の心拍数解析ユニット8が用いられる。

【0023】本発明の圧力センサユニット1のフレーム2には空気の通入口であるエアート入穴4を設けてあり、このエアート入穴4は人が座ることによりおこるコンデンサマイクロフォン3の飽和を防ぎ、なおかつ心拍信号を検出する構造にするため空気の通入口を設けたもので、このエアート入穴4のはたらきにより圧力センサユニットは、超低域にカットオフ周波数をもつハイパスフィルタ特性を機械的に実現している。超低域にカットオフ周波数を有するハイパスフィルタ特性を電気回路或いはその他の方法で実現するのは、困難であるのに引き

替え、本実施の圧力センサユニットでは呼吸などの超低周波の周期的な圧力変動についての影響を除くことができるという高い利用価値を有するものである。

【0024】次に圧力センサユニットでとられた心拍信号波形から、心拍を検出する方法について実際に被験者に適用した場合に即して説明する。

【0025】圧力センサユニット1を就寝中の被験者の下になるようにもしくは着座の下になるように圧力センサユニット1を配置する。圧力センサユニット1の設置形式としては、圧力センサユニット1の上に被験者が直接寝る方式、圧力センサユニット1を寝具の下に挿入する方式、あるいは圧力センサユニット1を組み込んだ寝具を用いる方式等が考えられる。圧力センサユニット1の大きさは被験者が寝返りを打って移動することおよび測定の感度とを併せて考慮して適当な面積を確保する必要がある。

【0026】圧力センサユニット1に取付けられた低周波用コンデンサマイクロフォン3が採った心拍信号は20kHzのバンドパスフィルタ5を通った後増幅器6で増幅され、A/D変換器7を経由して心拍解析装置8に送られる。ここで20kHzのバンドパスフィルタ5を用いるのは、明らかに心拍信号と異なるノイズを除去するためであり、A/D変換器7は心拍解析装置においてコンピュータによるデジタル処理を行うために信号をデジタル化するものである。

【0027】図4は心拍数解析ユニット8の構造を示すものである。適応化平滑化回路9を用いてノイズの除去を行うもので心拍信号に重畳しているノイズの特性を考慮したノイズ除去回路となっている。すなわち、測定波形においてノイズと心拍信号の周波数は近いところがあり、周波数帯域フィルタではノイズのみを除去することは難しいため、適応化平滑化法を用いてノイズを低減する方法を採用している。

【0028】適応化平滑化法とは、信号波形の場所による性質の違いを利用して観測波形の強度変化に適応して平滑の程度を変化させるものである。一般に各観測点ごとに近傍で局所的分散値を求め、この値の大きい部分(変化の大きい部分)では平滑の程度を抑え、小さい部分では大きく平滑化するものである。

【0029】本発明の心拍数測定装置のように、直接

人体にセンサを装着せずに測定を行おうとすると、心拍信号の周波数と近い周波数のノイズが重なって来るといふ不具合がある。その結果、通常のフィルタを通してノイズを除去する方法や移動平均法を用いてノイズをキャンセル方法などでは心拍信号とノイズとを分離することが困難であり、これを図6の(a)測定心拍信号、

(b)フィルタ処理した場合の測定データ、(c)移動平均処理した場合の測定データから知ることができる。

【0030】一方、適応化平滑化回路9において適応化平滑化法を用いてノイズ除去をおこなった場合の測定データを図5に示すが、(a)の測定データに対して、

(b)の適応化平滑化処理した場合の測定データの方が著しくノイズ除去できることが伺える。

【0031】適応化平滑化されてノイズが除去された信号波形から心拍数を検出するために、比較基準として心拍の理想信号波形を生成し、これと測定信号波形とを比較して心拍数を推定する。すなわち、心拍信号の周期は、特定範囲内にありその信号波形は一樣と考えられるので、平滑化後のデータを適当な区間に分割しその区間ごとに特定範囲内で可変の周期を持つ理想信号波形をつくり、分割された心拍信号データに理想信号波形をタイムシフトしながら畳み込みを求めて、相関度を算出する。相関度の高い理想信号波形の周期を分割区間での心拍信号波形の周期とすることにより心拍数が求められるので、この作業を全データに対して行うことで測定時間における心拍数の変化を知ることができる。

【0032】

【発明の効果】本発明の圧力センサユニットでは、心拍数を検出するためのセンサを被験者の身体に直接取り付ける必要がないため、被験者に苦痛もしくは不快感を与えることがなく、安定した心拍信号を測定することができる。

【0033】また適応化平滑化法を用いたノイズ除去によって、フィルタや移動法などで除去できない心拍数と似通った周波数のノイズ成分を効率良く除去することが可能となり、心拍数の検出精度が向上する。

【図面の簡単な説明】

【図1】本実施の形態にかかる圧力センサユニットの外観図である。

【図2】本実施の形態にかかる圧力センサユニットに使用する低周波用コンデンサマイクロフォンの構造を示す説明図である。

【図3】本実施の信号処理の経路を示す説明図である。

【図4】本実施の信号処理に用いる心拍数解析ユニットの構造を示す説明図である。

【図5】本実施にかかる適応化平滑化回路の適用効果を示す測定データであって、(a)は測定信号波形データであり、(b)は適応化平滑化信号波形である。

【図6】従来例のノイズ除去法の効果を示す測定データであって、(a)は測定信号波形データであり、(b)

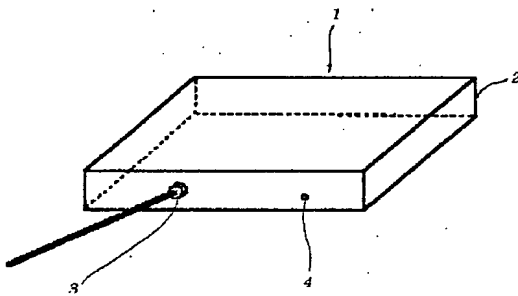
7
はフィルタ処理信号波形であり、(c)は移動平均処理
信号波形である。

【符号の説明】

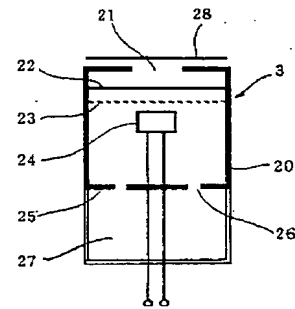
- 1 圧力センサユニット
2 フレーム
3 低周波用コンデンサマイクロフォン
4 エアー通入穴
5 バンドパスフィルタ
6 増幅器
7 A/D変換器
8 心拍数解析ユニット
9 適応化平滑化回路

- * 10 分割サンプリング回路
11 理想心拍波形生成回路
12 相関度演算回路
20 ケーシング
21 開口
22 スクリーン
23 対向電極
24 増幅回路
25 区画壁
26 通孔
27 後方チャンバー
* 28 カーテン

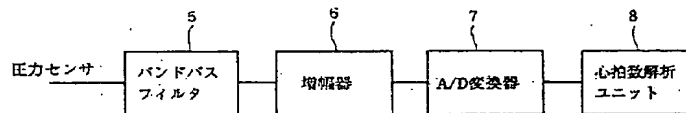
【図1】



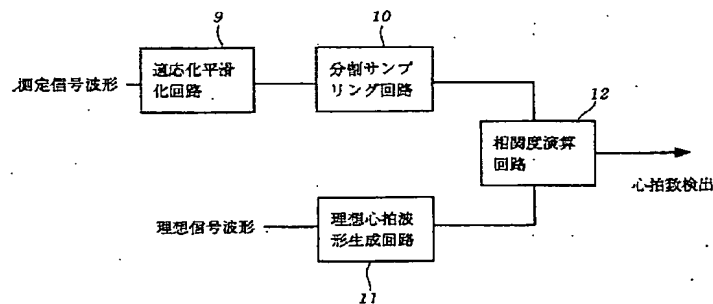
【図2】



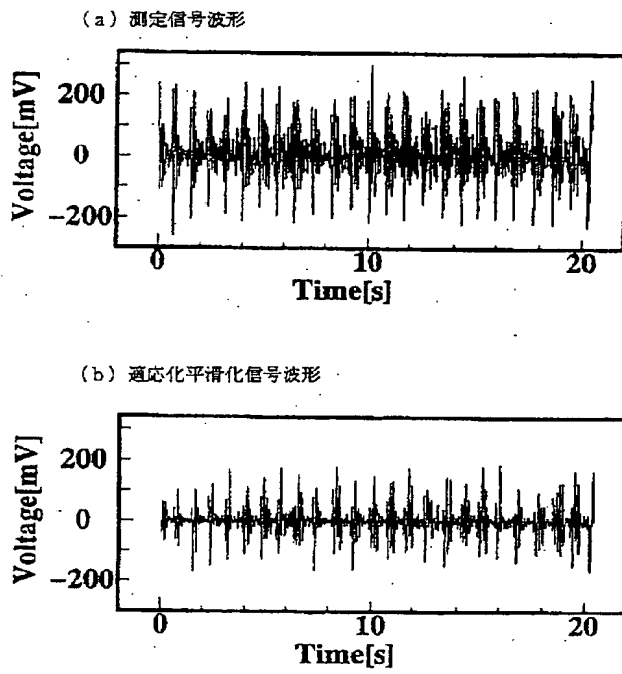
【図3】



【図4】



【図5】



【図6】

